



⑬ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 197 11 401 A 1**

⑮ Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**A 61 B 8/00**  
G 03 B 42/06  
G 06 T 17/00  
G 01 N 29/00  
// A 61 B 5/055, 6/00

⑲ Aktenzeichen: 197 11 401.6  
⑳ Anmeldetag: 19. 3. 97  
㉓ Offenlegungstag: 1. 10. 98

DE 197 11 401 A 1

⑦① Anmelder:  
Lazovic, Djordje, Dr. med., 30989 Gehrden, DE

⑦④ Vertreter:  
Jabbusch und Kollegen, 26135 Oldenburg

⑦② Erfinder:  
Antrag auf Nichtnennung

⑤⑥ Entgegenhaltungen:  
DE 37 19 919 A1  
US 55 29 070  
US 41 00 916  
DE-Z.: Electromedica 63 (1995) 42, S. 58-59;

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren und Vorrichtung zur räumlichen Darstellung von insbesondere Ultraschall-Schnittbildern vorzugsweise zwecks Erkennung von Lage und Form der Organe des menschlichen Körpers

⑤⑦ Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur räumlichen Darstellung von Schnittbildern, insbesondere Ultraschall-Schnittbildern, vorzugsweise zur Erkennung von Lage und Form der Organe des menschlichen Körpers, bei dem ein bildgebendes System über das zu untersuchende Objekt, vorzugsweise den menschlichen Körper, bewegt wird.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die hierzu bekannten Verfahren der computerbasierten Bildverarbeitung zu verbessern.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Aufzeichnungseinheit des Systems zur Bildaufzeichnung und zur räumlich richtigen Anordnung der einzelnen Schnittbilder über einem vorübergehend am menschlichen Körper angeordneten Fixpunkt geschwenkt wird, daß dabei die Bilddaten und durch sensorische Erfassung die Lagedaten des bilderzeugenden Systems gleichzeitig und synchronisiert erfaßt werden, daß die Bilddaten zu einem Bilddatenvolumen zusammengefügt werden, und daß die im Bilddatenvolumen gesuchten Strukturen systematisch mit an sich bekannten Methoden der computerbasierten Bildverarbeitung gefunden und interpretiert werden.

DE 197 11 401 A 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur räumlichen Darstellung von Schnittbildern, insbesondere Ultraschall-Schnittbildern, vorzugsweise zur Erkennung von Lage und Form der Organe des menschlichen Körpers, bei dem ein bildgebendes System über das zu untersuchende Objekt, vorzugsweise den menschlichen Körper, be-  
wegt wird.

Für die medizinische Diagnostik ist es in vielen Fällen notwendig, Lage, Form und inneren Aufbau von Organen zu kennen. Hierfür werden immer häufiger bildgebende Verfahren, die Schnittbilder erzeugen, wie z. B. Ultraschall, Kernspintomographie (NMR) oder Computertomographie (CT), erfolgreich eingesetzt. Mittels solcher sogenannter Schnittbildverfahren gelingt es, anatomische Strukturen des Menschen nichtinvasiv, d. h. ohne die Integrität des Körpers zu beeinträchtigen, sichtbar zu machen. Typisch für die Erzeugung von Schnittbildern ist, daß sie, bedingt durch das Aufzeichnungsverfahren, nicht eine unendlich dünne Ebene durch den Körper legen, sondern eine bildliche Scheibe aus dem Körper abbilden. Diese Scheibe bezeichnet man als Schichtbild.

Bei den dargestellten Organen handelt es sich beispielsweise um innere Organe, Gefäße, Knochen usw., die naturgemäß eine räumliche Ausdehnung besitzen. Demgegenüber erlauben Schnittbildverfahren aber nur die Sicht auf eine einzige, meist ebene Schnittfläche durch diese Organe. Um die bildlich erfaßten Strukturen in ihrer räumlichen Gestalt darzustellen, bietet es sich an, eine Reihe von Schichtbildern mit verschiedenen Raumlagen aufzuzeichnen. Liegen diese Bilder mit unterschiedlichen Orientierungen im Raum, kann aus ihnen eine räumliche Ansicht konstruiert werden: Das Organ wird hierzu aus seinen Querschnitten zusammengesetzt, indem zum Beispiel seine Konturen von Schicht zu Schicht miteinander verbunden werden.

Notwendige Voraussetzung für die räumliche Rekonstruktion von Objekten, die nur durch flächenhafte Schnitte vermessen wurden, ist die bekannte Raumlage dieser Schnitte. Die Lage ist bekannt, wenn die Schnitte in definierter Position aufgezeichnet werden, wie z. B. bei CT und NMR üblich ist. Dabei wird der Patient, der ruhig auf einem verfahrbaren Tisch liegt, mit dem Tisch schrittweise in definierten Abständen durch die jeweilige Aufnahmeinheit verschoben. Nach jedem Schritt werden ein Schichtbild und die Position des Tisches aufgezeichnet.

Solch ein Vorgehen ist auch in der Ultraschalldiagnostik möglich. Allerdings ruht der Patient im allgemeinen, und der Ultraschallkopf wird auf einer vorgegebenen Bahn von einem Gestänge über den Patienten geführt. Nachteil solch einer Bildaufzeichnung ist der Verlust der sonst bei der ärztlichen Untersuchung freien Bewegung des Schallkopfes. Daher werden hier Verfahren gesucht, die es erlauben, den Schallkopf weiterhin frei zu bewegen. Bei solchen Verfahren muß die Schallkopfbewegung gemessen und aufgezeichnet werden. Realisiert wurden hierfür Meßsysteme, die mittels elektromagnetischer oder akustischer Wellen Reflektoren oder Empfänger anpeilen. Wird ein Reflektor oder Sender fest auf einem Schallkopf montiert und seine Bewegung vermessen, wird damit indirekt auch die Schallkopfbewegung vermessen. Beide Verfahren besitzen spezifische Nachteile:

Ortungssysteme, die hochfrequente elektromagnetische Wellen einsetzen, arbeiten in metallischen Umgebungen (Tisch, Bett usw.) unpräzise und können wegen elektromagnetischer Unverträglichkeit auf intensivmedizinischen Abteilungen oder in der Nähe von Kernspintomographen nicht problemlos eingesetzt werden.

Peilsysteme, die elektromagnetische Wellen mit Wellenlängen im oder unterhalb des sichtbaren Bereiches (z. B. infrarot) einsetzen bzw. akustische Systeme setzen voraus, daß der Strahlenweg nicht unterbrochen wird. Ein typisches Problem bei der Anwendung solcher Verfahren ist beispielsweise, daß der Untersucher oder medizinisches Hilfspersonal in den Strahlengang tritt und dadurch die Messung unterbrochen wird.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Lage- und Orientierungs-Meßverfahren zu finden, das in der Lage ist, die freie Bewegung des Schallkopfes zu messen und dabei keine elektromagnetischen Wellen aussendet bzw. mit solchen interferiert, und das nicht nach einem Peilprinzip arbeitet.

In Lösung dieser Aufgabenstellung ist ein Verfahren gefunden worden, das dadurch gekennzeichnet ist, daß die Aufzeichnungseinheit des Systems zur Bildaufzeichnung und zur räumlich richtigen Anordnung der einzelnen Schnittbilder über einem vorübergehend am menschlichen Körper angeordneten Fixpunkt geschwenkt wird, daß dabei die Bilddaten und durch sensorische Erfassung die Lagedaten des bilderzeugenden Systems gleichzeitig und synchronisiert erfaßt werden, und daß die in den Bilddaten gesuchten Strukturen, systematisch mit bekannten Methoden der computerbasierten Bildverarbeitung gefunden und interpretiert werden.

Bei diesem Verfahren werden handelsübliche Winkel- oder Rotationsgeschwindigkeitssensoren verwendet, mit denen der Ultraschallkopf bestückt wird. Solche Sensoren können ausschließlich Rotationen um eine Drehachse erfassen. Damit ist die Bewegungsmessung prinzipiell auf drei rotatorische Freiheitsgrade beschränkt. Verschiebungen können nicht erfaßt werden, sondern müssen mit Hilfe von Orientierungspunkten, die sich in den Bildern befinden, errechnet werden. Die verwendeten Signale haben damit eine Reichweite, die auf das Meßsystem beschränkt bleibt. Winkelgeschwindigkeits-Sensoren benötigen keine Referenzpunkte im Raum, arbeiten also umgebungsunabhängig. Im Handel sind sehr kleine Sensoren erhältlich, die beispielsweise Abmessungen von nur  $20 \times 10 \times 10$  mm aufweisen, und die sich deshalb am Ultraschallkopf montieren lassen, ohne die Bewegungsfreiheit des Untersuchers einzuschränken.

Die räumlich richtige Anordnung der einzelnen Schichtbilder erfolgt durch die gleichzeitige und synchronisierte Erfassung von Bild- und Lagedaten. Hierzu wird der Ultraschallkopf mit bis zu drei paarweise orthogonal (bzw. nicht parallel zueinander) angeordneten Winkelgeschwindigkeits-Sensoren bestückt. Die Synchronisation von Bild- und Lagedaten erfolgt durch eine gemeinsame Uhr (gemeinsamer elektronischer Takt) bzw. einen gemeinsamen Trigger (externe elektronische Synchronisation).

Wird die manuelle Bewegung des Schallkopfes so ausgeführt, daß der Kopf um einen Fixpunkt nur gedreht, nicht aber verschoben wird, kann aus den Winkeln die Orientierung des Schallkopfes berechnet werden. Die Fixpunktage wird kontrolliert über den Schallschatten einer kleinen (ca.  $1 \times 1$  mm) schalldichten Marke, die zur Untersuchung zum Beispiel direkt oder mit einem Pflaster auf den Körper aufgeklebt wird. Die Winkel errechnet man aus den Winkelgeschwindigkeiten durch gewichtete Summation. Jedem Bild werden so seine zugehörigen Orientierungswinkel zugeordnet, seine korrekte Bildlage ist kontrolliert.

Zur Bildaufzeichnung wird der Schallkopf, zur Beschränkung der Bewegung auf eine Rotation sinnvoll um seine Achsen geschwenkt, wie dies in der Zeichnung dargestellt ist.

Die Zeichnung zeigt einen Schallkopf 1 mit seiner unten

liegenden Schallsende- und Empfangsfläche. Sie wird zur Untersuchung auf die Haut des Patienten aufgesetzt, und von ihr aus erfolgt der Bildaufbau. Unter dieser Fläche ist zur Verdeutlichung ein Ultraschallbild 2 eingezeichnet, wie es während der Untersuchung aufgezeichnet wird. Markiert wurden ferner die beiden Rotationen (dünn strichpunktiiert und dünn gestrichelt) die während der Untersuchung mit dem Schallkopf ausgeführt werden und die durch die Winkelgeschwindigkeits-Sensoren gemessen werden.

Das fett durchgezogene gezeichnete Koordinatensystem ist ein raumfestes Bezugskoordinatensystem, das fett gestrichelt gezeichnete Koordinatensystem bewegt sich mit dem Schallkopf mit (Objektkoordinatensystem). Die Relativbewegung der Koordinatensysteme, markiert durch die dünn strichpunktiiert und dünn gestrichelt gezeichneten Pfeile, wird durch die Sensoren gemessen. Mit den Meßwerten kann die Lage des Schallkopfes bzgl. des Bezugskoordinatensystems berechnet werden. Die wesentliche Bewegung wird sinnvollerweise um die Auflageachse des Schallkopfes durchgeführt, da diese Bewegung vom Untersucher am einfachsten handhabbar ist. (Als Auflageachse wird hier die Achse durch die Oberfläche der Schallfläche des Kopfes bezeichnet; sie liegt parallel zu einer der drei strichpunktiiert gezeichneten Koordinatenachsen). Die direkte Lagebeziehung zwischen Ultraschallbild und Schallkopf ist offensichtlich, so daß abschließend auch die Lage der Bilder bekannt ist.

Gemäß einer Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird zur Darstellung räumlich ausgedehnter Organe die Aufzeichnungseinheit mindestens einmal über mindestens einen Fixpunkt geführt, wobei in jedem Bilddatenvolumen Strukturen aufgezeichnet werden, daß eine Auswertung der getrennten Bilddatenvolumina erfolgt, und daß die Bilddatenvolumina räumlich zu einem weiteren Bilddatenvolumen zusammengesetzt werden.

Damit werden zur Darstellung räumlich ausgedehnter Objekte alle Bilder gemäß ihrer Orientierung angeordnet. Die Berechnung einer räumlichen Visualisierung kann nun prinzipiell auf zwei Arten geschehen. Einerseits kann das Datenvolumen ohne vorangehende Bildanalyse seines Inhaltes direkt dargestellt werden, wie dies durch sogenanntes Volume-Rendering geschieht. Andererseits kann nach bestimmten Objekten, die sich in dem Datenvolumen befinden müssen, gezielt gesucht werden. Wurden sie gefunden, kann man z. B. zur Aufwandsreduktion nur noch diese Objekte darstellen (Surface-Rendering). Die Struktursuche stützt sich auf charakteristische Formeigenschaften der Objekte, meist deren Oberflächen, und ihre Darstellung in den Bilddaten.

Die o.g. Struktursuche kann genutzt werden, um die Beschränkung der Raumlagemessung auf ausschließlich rotationische Freiheitsgrade zu überwinden.

Hierzu werden zwei oder mehr Rotations-Bildaufzeichnungen um verschiedene Fixpunkte ausgeführt und in der Auswertung als getrennte Daten volumina behandelt. Vorausgesetzt wird, daß in jedem Bilddatenvolumen Strukturen aufgezeichnet werden, die auch in mindestens einem weiteren Bilddatenvolumen dargestellt wurden. Indem Strukturen und Strukturanteile, die in zwei verschiedenen Bilddatenvolumina gefunden wurden, untereinander durch eine Umrechnung (z. B. eine affine Abbildung) zur Deckung gebracht wurden, können die Bilddaten volumina räumlich korrekt zusammengesetzt werden.

Das Verfahren wird vereinfacht, wenn der Abstand der jeweiligen Fixpunkte oder die Lage der jeweiligen Auflageachsen bekannt ist. Allerdings ist deren Kenntnis nicht notwendig.

Durch Methoden der Bildverarbeitung lassen sich in je-

dem Bilddatenvolumen charakteristische dreidimensionale Strukturen finden. Diese Strukturen sind nach Voraussetzung auch in einem anderen Datenvolumen enthalten und lassen sich in den jeweiligen Objektkoordinatensystemen beschreiben. Gesucht wird nun rechnerisch nach einer Verlagerung, durch die die beiden Strukturen zur Deckung gebracht werden können. Dies ist gleichzeitig die nicht gemessene Verlagerung.

Eine Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist die Erfassung der Gestalt des Oberschenkelkopfes und der Hüftpfanne des Säuglings.

Bei den Routineuntersuchungen von Neugeborenen und Säuglingen interessiert die tatsächliche Gestalt des Hüftgelenkes, da dann bei Fehlstellungen frühzeitig eine nichtoperative Therapie mit hohen Erfolgsaussichten eingeleitet werden kann und spätere operative Eingriffe vermieden werden können. Die Untersuchung soll unter anderem zeigen, ob beide Gelenkpartner tatsächlich diese Lagebeziehung zueinander aufweisen oder etwa der Kopf aus der Pfanne zumindest teilweise herausgetreten ist.

Die genauesten Aussagen zur Gelenkgeometrie werden heute aufgrund einer Untersuchung (Untersuchungstechnik nach Graf) getroffen, bei der mit einem Ultraschall-Gerät Schnittbilder des Gelenkes aufgezeichnet werden. Der Untersucher stellt hierbei eine aussagekräftige Bildebene, die sogenannte Standardschnittebene, ein. Das Gelenk wird befundet anhand von Kennwerten (Linien und Winkeln), die aus dem Bild der Standardschnittebene entnommen werden. Mit dem beschriebenen Verfahren wird die Gestalt des Gelenkes bewertet. Hierbei wird aber eine dreidimensionale Geometrie auf eine "Schnittfigur" reduziert. In der Standardschnittebene werden Kennwerte aus den Konturen des Gelenkes abgeleitet. Dieses Vorgehen bei der Befundung ist allgemein anerkannt, da das Vorgehen standardisiert ist und es zu im allgemeinen aussagekräftigen Ergebnissen führt. Es ist jedoch schwierig, diese Standardschnittebene zu finden, was zur Beeinträchtigung der Diagnosequalität und letztlich zu Diagnosefehlern führen kann. Zudem können diejenigen Eigenschaften der Gelenkgestalt, die sich außerhalb der Standardschnittebene ausprägen, so nicht beurteilt werden und müssen derzeit zusätzlich erfaßt und dokumentiert werden. Für solche Befunde gibt es entsprechend auch kein standardisiertes Verfahren der Suche und Beschreibung.

Diese Einschränkung kann überwunden werden, wenn das Hüftgelenk in einem Ultraschallbild-Volumen überstrichen wird. Dazu wird der Schallkopf, zum Beispiel von der Hand des Untersuchers, so über die Haut des Patienten geführt, daß in der Bildfolge das gesamte Hüftgelenk zur Darstellung gelangt. Diese Bewegung wird mit geeigneten Sensoren gemessen. Die Einzelbilder der fortlaufenden Bewegung werden gemeinsam mit synchron gemessenen Parametern der Bewegung aufgezeichnet und so eindeutig einander zugeordnet. Die Raumlage der Schnittbilder folgt unmittelbar aus der Lage des Schallkopfes. Damit ist das Bild- und Positionsdatenrohmaterial für die folgende Auswertung vollständig erfaßt.

Um abschließend zu einer Auswertung zu gelangen, die die räumlichen Verhältnisse des Hüftgelenkes beschreibt, müssen der Oberschenkelkopf und die Hüftpfanne aus den Einzelbildern automatisch extrahiert werden. Die Approximation dieser Strukturen durch Kugeln bzw. Kugelschalenausschnitte erlaubt dann eine weitergehende Befundung, der unter anderem die Kugelparameter (Mittelpunkt, Durchmesser und der Ränder der Kugelschalenausschnitte) zugrunde gelegt werden.

1. Verfahren zur räumlichen Darstellung von Schnittbildern, insbesondere Ultraschall-Schnittbildern, vorzugsweise zur Erkennung von Lage und Form der Organe des menschlichen Körpers, bei dem ein bildgebendes System über das zu untersuchende Objekt, vorzugsweise den menschlichen Körper, bewegt wird, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Aufzeichnungseinheit des Systems zur Bildaufzeichnung und zur räumlich richtigen Anordnung der einzelnen Schnittbilder über einem vorübergehend am menschlichen Körper angeordneten Fixpunkt geschwenkt wird, daß dabei die Bilddaten und durch sensorische Erfassung die Lagendaten des bilderzeugenden Systems gleichzeitig und synchronisiert erfaßt werden, daß die Bilddaten zu einem Bilddatenvolumen zusammengefügt werden, und daß die im Bilddatenvolumen gesuchten Strukturen systematisch mit an sich bekannten Methoden der computerbasierten Bildverarbeitung gefunden und interpretiert werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das bildgebende System ein zur medizinischen Diagnostik geeignetes Ultraschallsystem mit einem Ultraschallkopf ist.
3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Aufzeichnungseinheit des Systems von Hand über den Fixpunkt bewegt wird.
4. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Fixpunktlage, z. B. über einen kleinen Bildartefakt, der durch spezifische Eigenschaften des Fixpunktes erzeugt wird, kontrolliert wird.
5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Bildartefakt ein Schallschatten ist, der von einer kleinen, den Fixpunkt definierenden schalldichten Marke erzeugt wird.
6. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Synchronisieren durch einen gemeinsamen elektronischen Takt erfolgt.
7. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Synchronisieren über eine externe Synchronisation, insbesondere elektronische Synchronisation, vorzugsweise über einen Trigger, erfolgt.
8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zur Darstellung räumlich ausgedehnter Organe die Aufzeichnungseinheit mindestens einmal über mindestens einen Fixpunkt geführt wird, wobei in jedem Bilddatenvolumen Strukturen aufgezeichnet werden, daß eine Auswertung der getrennten Bilddatenvolumina erfolgt, und daß die Bilddatenvolumina räumlich zu einem weiteren Bilddatenvolumen zusammengesetzt werden.
9. Ultraschallkopf zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß er mit bis zu drei paarweise orthogonal (bzw. nicht parallel zueinander) angeordneten Winkelgeschwindigkeits-Sensoren bestückt ist.
10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Bilddatenvolumen automatisch ausgewertet und daraus an sich bekannte diagnostische Parameter abgeleitet werden.
11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zur Erfassung der Gestalt des Oberschenkelkopfes und der Hüftpfanne des Säuglings in dem Bildvolumen Strukturen des Säuglingshüftgelenkes automatisch erfaßt werden, daß sowohl direkt als auch implizit erfaßte Strukturen bestimmt werden, und daß diese in Relation zu bekann-

- Leerseite -

